

**Medical X-ray recording device with matrix X-ray detector esp. for medical diagnosis**

Patent Number: DE19624094  
Publication date: 1997-06-19  
Inventor(s): SCHULZ REINER-F DR RER NAT (DE)  
Applicant(s): SIEMENS AG (DE)  
Requested Patent: ☐ DE19624094  
Application Number: DE19961024094 19960617  
Priority Number(s): DE19961024094 19960617  
IPC Classification: A61B6/00; H04N5/325; G03B42/02  
EC Classification: A61B6/00, G03B42/02, H04N5/32  
Equivalents:

**Abstract**

The X-ray recording device has a matrix detector (5) which is arranged behind a patient bearing surface (4). The magnification ratio is adjustable by varying the focus-detector distance (FDA) and the focus-object distance (FOA). The primary beam aperture (10) is also adjusted to adjust the X-ray beam bundle (2) sent out from the X-ray emitter (10). In the preferred arrangement, the X-ray emitter (1) emits a conical or pyramid shaped x-ray beam bundle which is faded in using the primary beam aperture (10). The beam bundle (2) passes through an object (3) on a table (4). The matrix detector (5) is provided for image generation. This has a matrix of detector elements. The detector signals are fed to a correction unit (7) which feeds digital images to a monitor (11). The device is controlled by a control unit (9).

Data supplied from the esp@cenet database - 12



⑩ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ Patentschrift  
⑩ DE 196 24 094 C 1

⑤① Int. Cl.®:  
**A61 B 6/00**  
H 04 N 5/325  
G 03 B 42/02

②① Aktenzeichen: 196 24 094.8-35  
②② Anmeldetag: 17. 6. 96  
④③ Offenlegungstag: —  
④⑤ Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: 19. 6. 97

DE 196 24 094 C 1

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

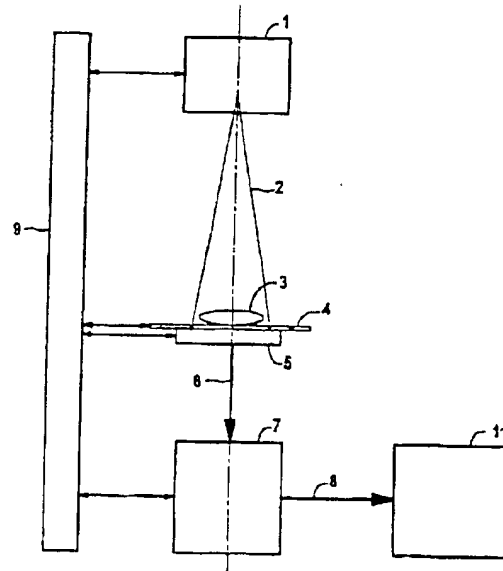
⑦③ Patentinhaber:  
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦② Erfinder:  
Schulz, Reiner-F., Dr.rer.nat., 91077 Dormitz, DE

⑤⑥ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit  
in Betracht gezogene Druckschriften:  
DE 44 22 384 A1

⑤④ Röntgenaufnahmegerät mit einem Matrix-Röntgendetektor

⑤⑦ Es soll erreicht werden, daß bei Verwendung eines Matrixdetektors (5) unterschiedliche Ortsauflösungen in einfacher Weise eingestellt werden können. Hierzu sind der Fokus-Detektorabstand (FDA) und der Fokus-Objektabstand (FOA) sowie das Röntgenstrahlenbündel (2) individuell einstellbar.



DE 196 24 094 C 1

Matrix-Röntgendetektoren setzen sich aus einer Vielzahl individueller Teildetektoren, sogenannten Pixeln, zusammen. Die maximale räumliche Auflösung, die Grenz-Ortsfrequenz in der Detektorebene, hängt nach dem Abtasttheorem von der Kantenlänge der Pixel ( $L_{\text{Pixel}}$ ) ab:

$$V_{\text{Grenz}} [\text{Linienpaare/mm}] \approx 1 / (2 \times L_{\text{Pixel}} [\text{mm}])$$

Damit ist mit der Pixelgröße auch die maximale Ortsauflösung vorgegeben.

Aus diagnostischer Sicht ist häufig eine möglichst hohe Ortsauflösung gewünscht, während aus Kostengründen (Detektorkosten, Kosten der Handhabung großer Datenmengen) eine möglichst kleine Detektormatrix mit möglichst großen Pixeln wünschenswert ist.

Ein Detektor ist typischerweise so ausgelegt, daß er für die Mehrzahl der Anwendungen eine ausreichende Grenz-Ortsauflösung bietet, während er für einen Teil der Anwendungen eine ausreichende Ortsauflösung nicht bietet.

Es gibt Vorschläge, durch mechanisches Verschieben des Detektors in seiner Ebene die Ortsauflösung zu erhöhen (DE 44 22 364 A1). Bei Film-Folien-Systemen ist die Vergrößerungstechnik bekannt. Diese führt bei unterschiedlichen Vergrößerungen auch zu unterschiedlich groß dargestellten Objekten.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Röntgenaufnahmegerät mit einem Matrix-Röntgendetektor so auszubilden, daß die Ortsauflösung ohne mechanische Detektorverschiebung in der Detektorebene leicht den jeweiligen Erfordernissen angepaßt werden kann. Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Patentanspruchs.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 die wesentlichen Teile eines Röntgenaufnahmeapparates nach der Erfindung,

Fig. 2 und 3 verschiedene Einstellungen des Röntgenaufnahmeapparates gemäß Fig. 1 und

Fig. 4 bis 6 verschiedene Abbildungsdarstellungen für das Röntgenaufnahmegerät gemäß den Fig. 1 bis 3.

In den Fig. 1 bis 3 ist mit 1 ein Röntgenstrahler bezeichnet, der ein kegelförmiges oder pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel 2 aussendet, das mit Hilfe einer Primärstrahlenblende 10 eingeblendet wird. Das Röntgenstrahlenbündel 2 durchstrahlt ein Objekt 3 auf einem Tisch 4. Zur Bilderzeugung ist ein Matrixdetektor 5 vorgesehen, der aus einer Matrix von Detektorelementen besteht. Die Detektorsignale werden über die Leitung 6 einer Korrekturereinheit 7 zugeführt, die am Ausgang 8 maßstabsgerechte, digitale Bilder einem Monitor 11 zuführt. Die Steuerung des Röntgenaufnahmeapparates erfolgt durch eine Steuereinheit 9.

Der Vergrößerungsfaktor  $M$  ist definiert als  $M = \text{FDA} / \text{FOA}$  (s. Fig. 2 und 3). Typischerweise liegt das Objekt 3 möglichst dicht am Matrix-Detektor 5, d. h. der Fokus-Detektor-Abstand FDA entspricht etwa dem Fokus-Objekt-Abstand FOA; dann ist der Vergrößerungsfaktor  $M$  nahe 1, der Maßstab in Objektebene entspricht etwa dem in der Detektorebene ( $L \sim L^*$ , Fig. 3).

Mit dem erfindungsgemäßen Röntgengerät können unterschiedliche Grenzaufösungen eingestellt werden, ohne daß sich die dargestellte Objektgröße ändert.

Das Vergrößerungsverhältnis  $M$  kann manuell oder automatisch mit Hilfe der Steuereinheit 9 eingestellt

werden. Dazu werden die entsprechenden Abstände FDA und FOA, das Röntgenstrahlenbündel 2 mit Hilfe der Blende 10 und die auszuessende Detektorfläche eingestellt.

Die Informationen über die Abbildungsgeometrie sind mit Hilfe der Steuereinheit 9 der Korrekturereinheit 7 bekannt.

Ein Beispiel soll die Erhöhung der Grenzauflösung demonstrieren. Ein Detektor habe eine Pixelgröße von  $200 \mu\text{m} \times 200 \mu\text{m}$ . Dann ist die Grenzauflösung in Detektorebene, und bei  $M = 1$  auch in Objektebene, 2,5 Linienpaare/mm. Ein Vergrößerungsverhältnis von  $M = 1,5$  führt in der Objektebene zu einer Pixelgröße von  $133 \mu\text{m} \times 133 \mu\text{m}$  und damit zu einer Grenzauflösung in der Objektebene von 3,75 Linienpaaren/mm. Ein Objekt, welches bei  $M = 1$  auf dem Detektor mit einer Fläche von beispielsweise  $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$  abgebildet wurde, wird bei  $M = 1,5$  mit einer Fläche von  $30 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$  auf der Detektorebene abgebildet, das Objekt erscheint in der Detektorebene also insgesamt vergrößert (s. Fig. 5). Die Fig. 5 zeigt also, verkörpert durch einen Kreis, das Objekt 3 vergrößert und die Auflösung erhöht. Die Fig. 4 zeigt durch einen Kreis die normale Objektgröße und Auflösung, während die Fig. 6 die normale Objektgröße bei erhöhter Auflösung zeigt.

Im erfindungsgemäßen Röntgengerät wird das Röntgenbild um den Vergrößerungsfaktor  $M$  verkleinert dargestellt (s. Fig. 6). Dadurch wird das Objekt unabhängig vom Vergrößerungsfaktor  $M$  immer in der gleichen natürlichen Größe dargestellt.

Die Darstellung des Röntgenbildes kann auf unterschiedliche Arten geschehen:

— Ausgabe der Hardcopy (Film oder Papier): Der Bilddatensatz auf der Leitung 6 wird in der Korrekturereinheit 7 unter Berücksichtigung der Abbildungsgeometrie so umgerechnet, daß ein maßstabsgerechtes, nicht vergrößertes, digitales Bild am Ausgang 8 zur Hardcopy-Einheit geschickt wird.

— Ausgabe direkt auf dem Monitor 11

— Ausgabe durch andere Einheit: wenn eine andere Einheit, z. B. eine Befundungsstation, die Umrechnung, welche die Korrekturereinheit 7 durchführt, auch ausführen kann, dann gibt die Korrekturereinheit 7 einen Datensatz aus, welcher aus dem Datensatz auf der Leitung 6 und den notwendigen Informationen über die Abbildungsgeometrie besteht.

#### Patentanspruch

Röntgenaufnahmegerät mit einem Matrixdetektor (5), der hinter einer Patientenaufgabe (4) angeordnet ist und bei dem das Vergrößerungsverhältnis durch Veränderung des Fokus-Detektorabstandes (FDA) und des Fokus-Objektabstandes (FOA) sowie Verstellung einer Primärstrahlenblende (10) zur Einstellung des von einem Röntgenstrahler (1) ausgesandten Röntgenstrahlenbündels (2) einstellbar ist.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

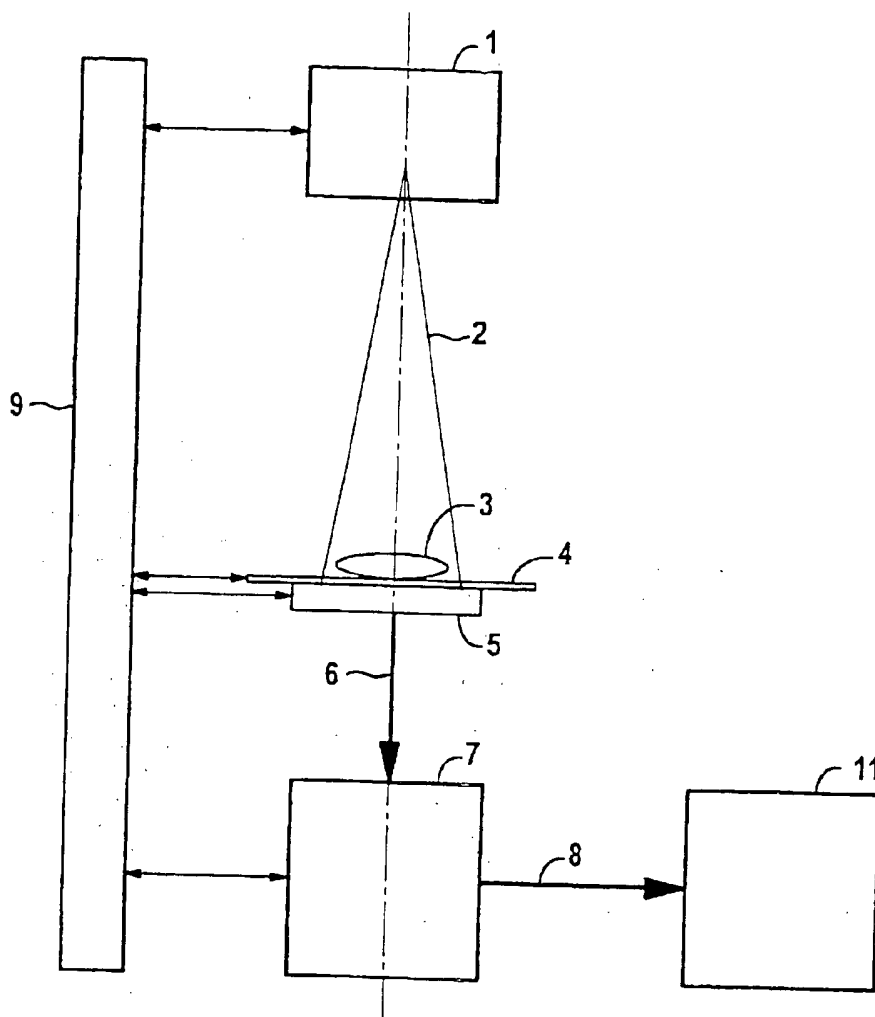


FIG1

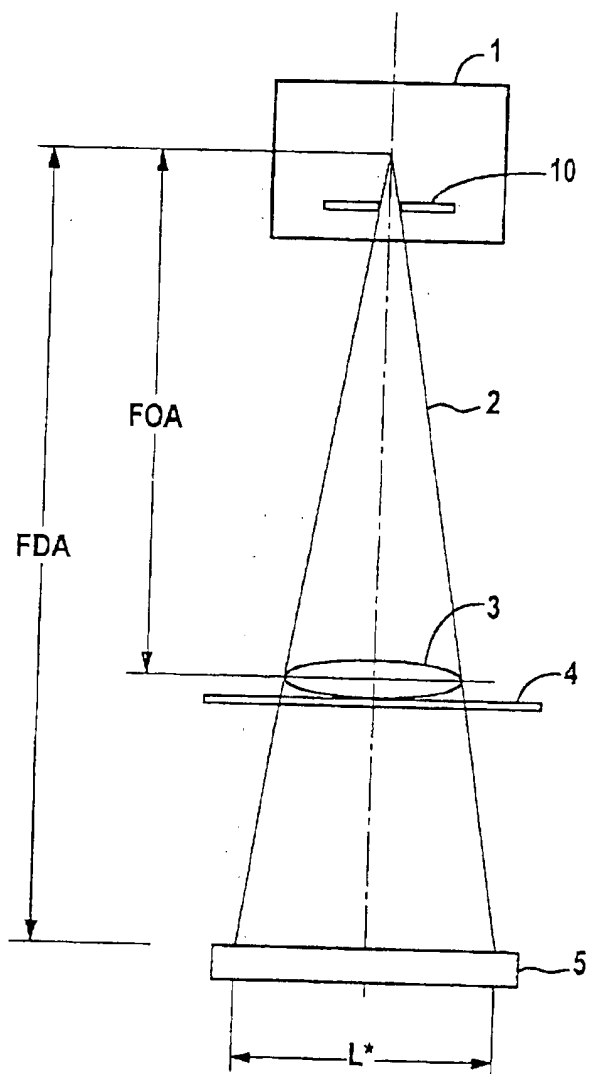


FIG 2

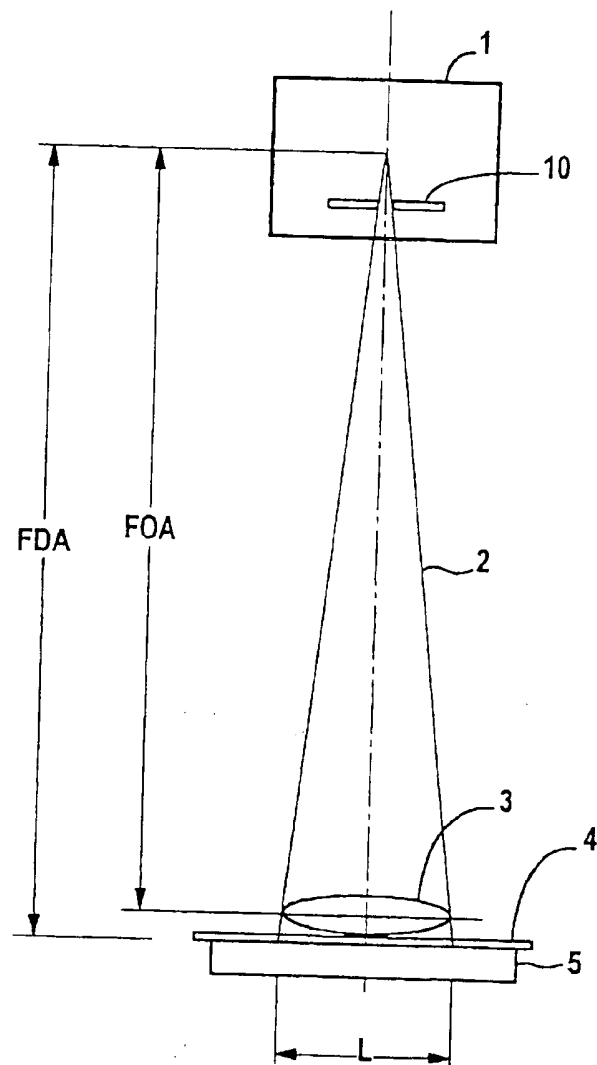


FIG 3

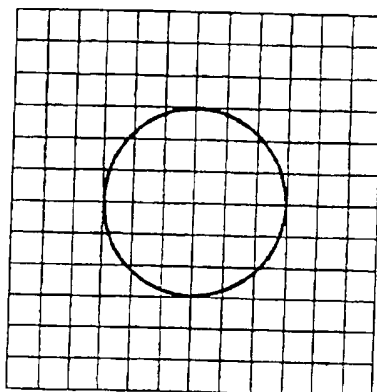


FIG 4

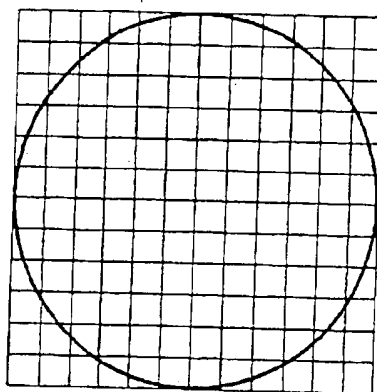


FIG 5

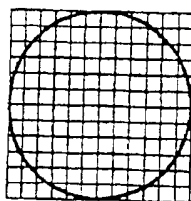


FIG 6